

**Die Druckverteilung unter subperiostalen
Gerüstimplantaten
Ein Modellversuch**

Peter Seidl

*Duss
München
1904*

Aus der Klinik und Poliklinik für
Kieferchirurgie
(Direktor: Prof. Dr. Dr. D. Schlegel)
der Klinik für Zahn-, Mund und Kieferkrankheiten
der Universität München

Die Druckverteilung unter subperiostalen
Gerüstimplantaten
Ein Modellversuch

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der Zahnheilkunde
an der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von
Peter Seidl
aus
München
1984

Mit Genehmigung des Fachbereichs der Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. D. Schlegel

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Mai 1984

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A Einleitung	1
B Problemstellung	3
C Theoretische Grundlagen	6
I. Die Knochenstrukturen des Ober- und Unterkiefers	6
II. Das subperiostale Gerüstimplantat	7
III. Funktionelle Anpassung des Knochens	8
IV. Die Belastung von Implantat und Knochen durch die Kaukräfte	9
V. Bindegewebige Einscheidung und Paßgenauigkeit des subperiostalen Gerüsts	10
VI. Bisherige Versuche zur Ermittlung der Druckverteilung vom Implantat auf den Knochen	11
VII. Relevanz des zweidimensionalen Versuchs	13
D Material und Methode	15
I. Die Fuji Druckmeßfolie	15
II. Modellgerüst und seine Variationen	26
III. Die Belastungsvorrichtung	29
IV. Wahl der Gerüstunterlage - Vergleichsstandard	33
V. Simulierung der Kaukraft	34
1. Statische Belastung	34
2. Dynamische Belastung	35
VI. Simulation des Bindegewebes	36

E	Versuchsdurchführung	37
F	Auswertung der Meßabdrücke	39
G	Meßergebnisse	41
H	Bewertung und Diskussion der Versuchs- und Meßergebnisse	46
I.	Die Variation der Unterlage	46
1.	Resultate der Bindegewebssimulation mit Spanngummi	46
2.	Resultate der Knochensimulation mit Araldit	48
3.	Die Kombination Araldit mit Spanngummi	49
4.	Zusammenfassung	49
II.	Variationen am Gerüst	51
1.	Die Hohllegung der Pfosten	51
2.	Der Einfluß des Steges	52
III.	Die Beurteilung der dynamischen Belastungsversuche	53
IV.	Beidseitig gleichmäßige, statische Belastung	53
V.	Beidseitige dynamische Belastung	54
VI.	Die Auswirkungen der Steigerung der Kaukräfte	54
VII.	Die einseitige Belastung	55
I	Zusammenfassung	57
K	Literaturverzeichnis	58

A Einleitung

Der Wunsch, verlorengegangene Körperfunktionen mit technischen Hilfsmitteln wiederherzustellen, ist so alt wie die Menschheit selbst. Es sei hier nur an die eiserne Faust des Götz von Berlichingen erinnert.

Gerade auf dem Gebiet der Zahnmedizin ist der Drang nach Ersatz mangelhafter Kaufunktion nach ganz oder teilweisem Zahnverlust natürlich besonders groß, da dies zu starken Behinderungen bei der Nahrungsaufnahme und -zerkleinerung führt - von der kosmetisch-ästhetischen Seite einmal ganz abgesehen.

Drei Problemkreise harren in der prothetischen Zahnheilkunde noch einer optimalen, allgemein praktizierbaren Lösung:

- 1) Einzelzahnverlust - Nachbarzähne kariesfrei.
- 2) Verlust distaler Pfeilerzähne, besonders unilateral - dadurch erzwungene gingivale Abstützung des Ersatzes; bei unilateralen Freiendprothesen unter Einbeziehung der kontralateralen Seite.
- 3) stark atrophiierte Kieferkämme, die einen Prothesenhalt unmöglich machen.

Hier bietet sich der Einsatz von Implantaten an. Grundsätzlich gibt es dabei zwei Möglichkeiten der Verankerung:

- 1) Enossal - im Knochen
 - 2) Subperiostal - auf dem Knochen,
- wobei natürlich auch Kombinationen denkbar sind.

Über die subperiostale Gerüstimplantation bestehen zur Zeit unterschiedliche Meinungen unter den Implantologen. Während in den USA im sog. "Harvard consensus" das subperiostale Implantat als Standardverfahren anerkannt wird, stehen die deutschen Experten nach dem Beschluß der DGZMK von 1982 der Methode eher ablehnend gegenüber.

Auch in der wissenschaftlichen Literatur finden sich zur subperiostalen Gerüstimplantation widersprüchliche Meinungen.

Ein Hauptgrund dafür dürfte zum einen die komplizierte OP-Technik beim subperiostalen Gerüst sein. Sie erfordert breiträumiges Freilegen des OP-Gebietes, um einen korrekten Abdruck des Knochens zu ermöglichen. Dazu sind weitreichende Kenntnisse der Anatomie, verbunden mit guter, oft geübter OP-Technik, notwendig.

Große Anforderungen werden auch an das Dentallabor, das das Gerüst herstellt, in Bezug auf die Modellation und Gußtechnik gestellt (sehr vorteilhaft ist hier ein eigenes Praxislabor).

Eine weitere Unsicherheit liegt darin, daß die genannten Punkte noch nicht genügend durch wissenschaftliche Forschung belegt sind.

Hierzu einen Beitrag zu leisten ist das Ziel dieser Arbeit.

B Problemstellung

Ausgehend von den Arbeiten von **ELSTNER** (1984) und **LIMMER** (1984) soll weiterführend untersucht werden, wie ein planes, subperiostales Gerüstimplantat in einem Modellversuch bei Simulation der Kaukräfte den Druck auf das Implantatlager verteilt.

Bekanntlich formt nach der Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens - erstmals rein theoretisch formuliert von **WOLFF** (1892) - die ihm auferlegte mechanische Spannung den Knochen. Das heißt, seine Masse nimmt an Stellen größerer Beanspruchung zu. Zudem optimiert der Knochen seine Belastungsfähigkeit durch Anpassung der inneren Struktur - der Spongiosarchitektur also - an die mechanischen Spannungsverläufe.

Diese Wechselwirkung zwischen Knochen und einem ihm aufliegenden Gerüst, das Kräfte weiterleitet, wurde bisher bei Planung und Konstruktion von subperiostalen Gerüstimplantaten noch in keiner Weise berücksichtigt.

Eine Lösung der angesprochenen Problematik ist schwierig und für den allgemeinen Fall auch nicht möglich.

Trotzdem können Erkenntnisse, die an einem Fallbeispiel erarbeitet werden, Gesetzmäßigkeiten aufzeigen und so geeignete Gerüstformen implizieren.

Neben der anatomischen Form, der Steifigkeit von Gerüst und Gerüstlager, muß so im Hinblick auf die funktionelle Struktur des Knochens seine Reaktion, d.h., die Verteilung der Kräfte bei Belastung des Gerüsts mit berücksichtigt werden.

Erst diese Kenntnisse erlauben das tiefere Verständnis von der Wechselwirkung des subperiostalen Gerüstimplantats und den tragenden Knochenstrukturen.

Die Aufnahme der Kaukräfte durch das Gerüst und die Weiterleitung und Verteilung dieser Kräfte auf das knöcherne Implantatlager eingehender zu erforschen und zu belegen ist deshalb das Ziel dieser Arbeit.

Oben angesprochene Problematik kann nur mit vereinfachenden Annahmen und Messungen angegangen werden.

Hierzu gehört die Reduzierung der dreidimensionalen Gestalt eines subperiostalen Implantatgerüsts auf ein planes, zweidimensionales Modellgerüst. Die so erhaltenen Versuchsergebnisse müssen dann im Hinblick auf den in Wahrheit dreidimensionalen Charakter eines Gerüsts interpretiert und extrapoliert werden.

Um für die Versuche einen möglichst bündigen Kraftschluß zwischen Gerüst und Implantatlager zu sichern, muß der Knochen durch ein geeignetes Medium ersetzt werden. Dafür bietet sich das Gießharz Araldit an, das ein dem Knochen ähnliches Elastizitätsmodul besitzt.

Die Belastung von Implantat und seinem knöchernen Lager durch die Kaukräfte ist sehr komplex und im Einzelnen kaum nachvollziehbar. Zur Vereinfachung wurden deshalb bei dieser Arbeit die Kaukräfte durch Gewichte simuliert. Um die Dynamik der Kaubewegungen nachzuvollziehen, wurden die Gewichte nicht nur langsam und somit statisch aufgebracht, sondern auch fallengelassen.

Wie man aus histologischen Untersuchungen weiß, werden subperiostale Gerüste von einer Bindegewebskapsel eingeschidet. Dieser Zwischenschicht zwischen Knochen und Implantat muß bei allen Untersuchungen über subperiostale Implantate Rechnung getragen werden. In dieser Arbeit wurde deshalb die Bindegewebskapsel mit Kofferdamspanngummi simuliert.

Schließlich mußte eine Methode entwickelt und ausgearbeitet werden, die es gestattet, die Kräfte, die über das Gerüst in den Knochen eingeleitet werden, zu messen. Als besonders für diese Untersuchung geeignet zeigte sich die erst seit kurzer Zeit auf dem Markt befindliche Fuji-Druckmeßfolie. Diese Folie färbt sich in Abhängigkeit vom aufgebrachten Druck unterschiedlich stark rot. Die Farbintensität kann mittels Densitometer gemessen und durch Eichung einem Druckwert zugeordnet werden.

C Theoretische Grundlagen

I. Die Knochenstrukturen des Ober- und Unterkiefers

Als Implantatlager für ein subperiostales Gerüst finden wir im Ober- und Unterkiefer sehr unterschiedliche Gegebenheiten vor.

Während man den zahnlosen Unterkiefer - um einen solchen handelt es sich bei den Patienten für ein subperiostales Gerüstimplantat in aller Regel - als einen relativ homogen gebauten Röhrenknochen betrachten kann mit 1-2 mm starker Kompakta und reichlich Spongiosa, finden wir im Oberkiefer keine einheitlichen Knochenstrukturen.

Das knöcherne Implantatlager im Oberkiefer besteht in erster Linie aus der Maxilla mit dem mehr oder weniger atrophierten Alveolarkamm, dem Processus zygomaticus und dem Jochbogenansatz. Distal kommt auch noch ein Teil der Lamina horizontalis des Os palatinum und die Fossa pterygopalatina des Os pterygoideum zur Abstützung in Betracht.

Zwei Dinge unterscheiden die Situation im Oberkiefer wesentlich vom Unterkiefer:

- 1) Die Knochen des Oberkiefers sind fest im Schädel integriert und dürfen in ihrem Verhalten nicht isoliert gesehen werden.
- 2) Die Oberkieferknochen sind in ihrem anatomischen Aufbau sehr unterschiedlich. Finden wir beim Processus zygomaticus Os maxillae und dem Jochbogen Kompakta und Spongiosa ähnlich dem Unterkiefer, so ändert sich dies über dem Sinus maxillaris und dem Processus palatinus. Hier existiert oft nur noch eine - altersbedingte - papierdünne, manchmal sogar durchlöchernte Corticalis. Eine Spongiosa fehlt in diesen Bereichen völlig. **STEINER** und **SCHMIDINGER** (1975) konnten dies an Schädelpräparaten klar herausarbeiten.

ELSTNER (1984) zeigt in seiner Arbeit die Belastungsfähigkeit der Knochenstrukturen im Oberkiefer und gibt so weitere Hinweise für die Extensionsmöglichkeiten des Gerüsts und der widerstandsfähigsten Areale.

II. Das subperiostale Gerüstimplantat

Form

In der Anfangszeit der subperiostalen Implantation wurden netzförmige, engmaschige Gerüste bevorzugt, so von **MARZIANI** (1954). Man erhoffte sich durch die relativ große Auflagefläche eine günstige Belastungsverteilung.

REICHENBACH (1958) und **WUNDERER** (1960) erkannten jedoch sehr bald die Nachteile dieser Konstruktion und rieten zur Verringerung der Fremdkörpermenge und dadurch des Reizes. Auf sie geht - vervollständigt durch **LHOTSKY** (1968) - die heute gebräuchliche Implantatform zurück:

Zwei bukkal und palatinal bzw. lingual laufende Metallbügel, distal vereint, bilden das Rahmengerüst, das möglichst weit extendiert ist und vorhandene, unter sich gehende Knochenareale miteinschließt, um so einen Primärhalt zu gewährleisten. Die (in der Regel) vier Pfosten in Molaren- bzw. Eckzahngegend sind mit Querstreben am Rahmen befestigt. Diese schneeschuahnährliche Konstruktion entlastet den Kieferkamm. Die beiden Seitenbügel kompensieren auch transversale Schubmomente.

Die Pfeiler einer Seite werden mittels Steg verblockt.

JONES (1979) und **TRAVIS** (1982) zeigen, daß ein umlaufender Steg über alle Pfosten die Steifigkeit des Gerüsts noch verbessert.

Die Modellierung des Gerüsts muß den individuellen anatomischen Verhältnissen angepaßt sein. Diese können zur Abweichung von der oben beschriebenen Grundform zwingen, so z.B. die Austrittspunkte des N. mentalis.

Material

DAHL (1943) verwandte Vitallium, **MARZIANI** (1954) empfahl Tantal, das sich aber nicht gießen läßt. **HAMMER** (1955) berichtet bereits über den auch heute gebräuchlichen Modellgußstahl auf Cr-Co-Mb-Basis.

III. Funktionelle Anpassung des Knochens

Der Knochen zeigt wie die Muskulatur eine Anpassung an veränderte funktionelle Beanspruchung. Dieses Verhalten wird als funktionelle Anpassung bezeichnet. Sie äußert sich bei veränderter physiologischer Belastung in einem Umbau der Kompakta (Verstärkung an der Stelle der höheren Belastung, Abbau an der Stelle der Entlastung) und besonders in der Anpassung der Spongiosaarchitektur. In Richtung der geänderten Druck- und Zugspannungstrajektorien werden neue Spongiosabälkchen aufgebaut und an nunmehr unbelasteten Stellen alte Bälkchen abgebaut.

Das knöcherne Implantatlager ist also sehr gut in der Lage, sich den veränderten Bedingungen eines direkt aufliegenden Gerüsts und den von ihm ausgehenden Spannungen bei Belastung anzupassen - solange seine physiologische Kapazität nicht überschritten wird!

Wird nämlich Knochen durch dauernden Druck überbelastet, dann erfolgt ein Abbau. Man könnte sagen, der Knochen versucht, dem zu starken Druck auszuweichen. Dieses als Druckatrophie bezeichnete Verhalten des Knochens kann man gerade in der zahnärztlichen Praxis bei prothetischen Arbeiten oft beobachten.

Diese Druckatrophie ist - neben Entzündungen der Schleimhaut an den Durchtrittsstellen der Gerüstpfiler - die häufigste Ursache für den Implantatverlust.

Es ist deshalb wichtig zu wissen, welche Kräfte überhaupt auf das Implantat und damit auf das knöcherne Lager einwirken.

IV. Die Belastung von Implantat und Knochen durch die Kaukräfte

Das subperiostale Gerüstimplantat ist nur der Vermittler der durch die Kaumuskulatur bei der Nahrungszerkleinerung mit den Zähnen der Suprakonstruktion (in der Regel eine totale Prothese) aufgewendeten Kräfte auf den Kieferknochen. Die Kaukräfte werden durch das Gerüst in Druck auf das knöcherne Implantatlager und dessen Umgebung umgewandelt.

Über die wirkliche Größe der auftretenden Kaukräfte gehen die Meinungen in der Literatur weit auseinander. LUDWIG (1975) ermittelte als maximale Kieferschlußkraft bei voller Kraftentfaltung der Kaumuskulatur bei einseitiger Messung 850-1100 N, bei beidseitiger 550-700 N für voll bezahnte Kiefer.

Die bei einem Implantatträger zur Wirkung kommenden funktionellen Kaukräfte sind sicherlich deutlich niedriger als die maximale Kieferschlußkraft.

KRAFT (1962) stellte bei seinen Untersuchungen über die Kaukräfte eine Schmerzgrenze bei Implantatträgern im Unterkiefer bei einem durchschnittlichen Druck auf den Knochen von 1 N/mm^2 bei einseitiger Belastung fest.

Interessant ist in diesem Zusammenhang, daß bei Trägern von totalen Prothesen die Kieferschlußkräfte um ein Drittel niedriger lagen als bei den Implantatträgern.

Der Druck auf den Knochen von 1 N/mm^2 entspricht einer einwirkenden Kraft von 150-200 N. Im Zusammenhang mit dem Anzeigebereich der Druckmeßfolie wurde deshalb für diese Arbeit ein Belastungsbereich für das Modellgerüst von 75 - 300 N in 75 N-Schritten gewählt.

V. Bindegewebige Einscheidung und Paßgenauigkeit des subperiostalen Gerüsts

HAMMER (1955) wies an Hand histologischer Präparate nach, daß subperiostale Implantate von dichtem, straffem Bindegewebe eingekapselt werden.

KOVACS und GUZSAL (1964) haben diese bindegewebige Einscheidung weiter untersucht. Sie stellten drei Punkte besonders heraus.

Die Bindegewebskapsel

- sondert den Fremdkörper ab
- fixiert das Gerüst auf dem Knochen
- puffert die vertikalen und horizontalen Kräfte.

Besonders der letzte Punkt bedarf noch einer experimentellen Untersuchung, was in dieser Arbeit versucht werden soll.

BODINE (1969) vermaß auch die Stärke des Bindegewebes in den histologischen Präparaten und kam auf eine Dicke von 0,2-0,5 mm. Um dieses Bindegewebe in den Versuchen zu simulieren, wurde deshalb Kofferdamspanngummi mit einer Stärke von 0,2 mm zwischen Modellgerüst und Unterlage zwischengelegt.

Die Bindegewebskapsel um ein Gerüst ist natürlich kein homogenes, gleichförmiges Gebilde, sondern ganz im Gegenteil eine sehr ungleichmäßige Schicht um das Implantat.

Da Form und Stärke der Kapsel weder in ihrer Größe noch vom Ort her bekannt ist, kann das Druckverhalten unter dem Gerüst in vivo natürlich ganz anders sein, als im Modellversuch in dieser Arbeit gemessen wurde. Trotzdem muß man erst die Druckverteilung für einen idealen Fall erarbeiten, denn nur von ihm ausgehend können Vorschläge zur Konstruktionsverbesserung des subperiostalen Gerüsts gemacht werden.

Die unbekannte Größe "Bindegewebskapsel" wirft gleichzeitig das Problem der Paßgenauigkeit eines subperiostalen Gerüsts auf. Sie ist bisher aber noch nie gemessen worden. Der Grund dafür liegt wohl in der Komplexität der Fragestellung mit ihren vielen Variablen - z.B. eben die Bindegewebskapsel. Deshalb wurde für diese Arbeit ein plan geschliffenes Modellgerüst auf ebenso planer Unterlage gewählt.

VI. Bisherige Versuche zur Ermittlung der Druckverteilung vom Implantat auf den Knochen

Erste Versuche unternahm **ANDRYSEK** (1960). Er bestimmte die Einsinktiefen des Implantats in weichbleibenden Kunststoff bei Belastung und ermittelte damit immerhin schon die Verbesserung der Steifigkeit des Gerüsts durch Verbindung der Pfosten einer Seite mit einem Steg.

Neuere Versuche einer Bestimmung der Druckverteilung unter dem Gerüst mittels spannungsoptischer Methoden unternahmen **JONES** und **CAPUTO** (1979) und **TRAVIS** und **BODINE** (1982).

Beim spannungsoptischen Verfahren macht man sich die Drehung der Schwingungsachse von polarisiertem Licht beim Durchtritt durch ein dichteres Medium (z.B. ein Aralditmodell des Unterkiefers) zunutze. Wird das zu untersuchende Objekt belastet, so entstehen in seinem Innern und auch an der Oberfläche Spannungen, die zu einer ganz bestimmten, lastabhängigen Änderung der Drehung des polarisierten Lichts führen und so die Bestimmung des Spannungsverlaufs erlauben.

JONES untersuchte dabei speziell den Einfluß der Stegversteifung gegenüber Einzelpfosten, **TRAVIS** den Unterschied einseitiger Steg gegenüber rundumlaufenden Steg, wobei er den anterioren Stegteil graziler gestaltete im Sinne einer Verwindungsmöglichkeit mit dem Unterkiefer bei Belastung.

Für ihre Versuche setzten sie allerdings die Suprakonstruktion auf das Gerüst auf, was natürlich das so erhaltene Ergebnis in nicht kalkulierbarer Weise beeinflusst.

Die publizierten Resultate beinhalten allerdings kein Zahlenmaterial, sondern berichten nur von einer nachweisbaren Verringerung der Spannung unter den Gerüstpfeilern bei Verblockung mittels Steg, die sich bei rundumlaufendem Steg weiter verringert.

Erst **LIMMER** (1984) lieferte mit Hilfe der Streifenabzugsmethode erste Hinweise über den Druckabfall unter den Pfosten in Relation zur Entfernung.

Bei der Streifenabzugsmethode werden Metallstreifen definierter Breite und Stärke zwischen Modellgerüst und Unterlage eingelegt. Nach Belastung des Gerüsts werden die Streifen mittels einer Federwaage herausgezogen und die Abzugskraft bestimmt.

LIMMER verwandte für diese Untersuchung das auch für diese Arbeit benützte Modellgerüst.

VII. Relevanz des zweidimensionalen Versuchs

Natürlich kann die exakte Bestimmung der Belastung des Knochens durch die Kautätigkeit bei einem subperiostalen Gerüstimplantat und dessen Spannungsverteilung nur an einem realen Kieferknochen mit dafür gefertigtem Gerüst durchgeführt werden.

Die unterschiedlichen Knochenstrukturen im Ober- und Unterkiefer, die unbekannte Größe funktionelle Anpassung des Knochens, der Einfluß der Bindegewebskapsel und die noch unerforschten Einflüsse der Gerüstkonstruktion - z.B. Unterbrechung des Rahmengerüsts, Hohllegung der Pfosten, Verblockung der Pfeiler mittels Steg, Veränderung des E-Moduls der Unterlage - machen jedoch die Messungen und Versuche so komplex, daß vereinfachende Annahmen in allen Bereichen getroffen werden müssen.

Als größtes Problem der Untersuchung der Druckverteilung unter einem subperiostalen Gerüstimplantat erwies sich dessen dreidimensionale Struktur durch die nicht kalkulierbaren Differenzen der horizontalen, vertikalen und Seitschubkräfte, verbunden mit der Schwierigkeit, untersichgehende Stellen in den Messungen zu erfassen.

Es ist deshalb notwendig, in einem zweidimensionalen Modellversuch diese unwägbaren Einflüsse zu eliminieren und mit einem plan geschliffenem, zweidimensionalen Modellgerüst auf ebenso planer Unterlage als Knochenersatz bei rein vertikaler Belastung grundlegende Versuche über die Druckverteilung unter einem subperiostalen Modellgerüst bei Variation von Unterlage und Gerüst durchzuführen.

Folgende Aussagen können mittels dieses Modellversuchs über die Druckverteilung gemacht werden:

- Druckverlauf und -gradient
- Maximaldruck
- Durchschnittsdruck
- Abheben bzw. Aufbiegen des Gerüsts.

Selbstverständlich wird die reelle Druckverteilung in vivo im Dreidimensionalen etwas anders sein - der Einfluß der in der Arbeit untersuchten Parameter auf die Druckverteilung jedoch ist übertragbar.

Auch im dreidimensionalen Versuch kann mit der Druckmeßfolie gearbeitet werden, solange keine untersichgehenden Stellen vorhanden sind, da dann eine lastfreie Aufbringung unmöglich wird.

Für weiterführende Einzeluntersuchungen am knöchernen Implantat-lager bietet sich das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren an (KESSLER 1980).

D Material und Methode

I. Die Fuji Druckmeßfolie*)

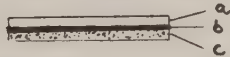
In diesem Kapitel werden folgende Punkte beschrieben:

- Aufbau
- Funktionsprinzip
- Anwendungsbereich
- Handhabung
- Aussagefähigkeit
- Auswertung mit Hilfe eines Densitometers
- Eichung.

Aufbau

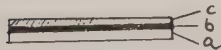
Bei der DMF handelt es sich um zwei je 0,1 mm dicke Folien, deren mattierte Seiten zusammen unter das Modellgerüst gelegt werden.

Das A-Blatt:



- a) Substrat (Polyesterfilm)
- b) Zwischenschicht zur Bindung des Substrats und der
- c) Mikrokapselschicht (Farbkapseln verschiedener Größe)

Das C-Blatt:



- c) Farbentwicklungsschicht
- b) Zwischenschicht zur Bindung der Farbentwicklungsschicht und des
- a) Substrats

*) DMF = Druckmeßfolie

Funktionsprinzip

Durch Ausübung des Drucks zerbrechen die Mikrokapseln, die größeren bei schwächerem, die kleineren erst bei stärkerem Druck. Das aus den Kapseln austretende Farbbildungsmaterial der A-Folie reagiert nun mit dem Farbentwickler der C-Folie, die sich dadurch, in Abhängigkeit vom ausgeübten Druck, unterschiedlich stark rot färbt.

Die so erhaltenen Abdrücke werden "Meßabdrücke" genannt. Die Folien können (getrennt!) mit der Schere in beliebiger Form und Größe geschnitten werden. Aber Vorsicht beim Festhalten ist geboten, denn auch ein Vordruck auf die Einzelfolie zerstört die Schichten und verfälscht die Messungen!

Anwendungsbereich

Um einen großen Anwendungsbereich zu ermöglichen, werden vier verschiedene Typen angeboten:

Bezeichnung:	anwendbarer Druckbereich
Super Low Pressure	0,5 - 2,5 N/mm ²
Low Pressure	1,0 - 10 N/mm ²
Medium Pressure	7,0 - 25 N/mm ²
High Pressure	20 - 70 N/mm ²

Für diese Arbeit wurde die Super Low Pressure verwendet, da sie den in Frage kommenden Druckbereich abdeckt.

Die vom Hersteller angegebene Meßgenauigkeit beträgt für alle Folientypen $\pm 10 \%$.

Handhabung

Die Folien müssen vor direktem Sonnenlicht geschützt werden.

Mit verändertem Färbeverhalten reagiert die DMF auf Änderungen von Temperatur und Luftfeuchtigkeit bei der Versuchsdurchführung. Zulässig sind 5-35° C und 20-90 % relative Feuchte. Durchgeführt wurden die Versuche bei 22° C und 35 % relativer Luftfeuchtigkeit.

Um alle Versuchsbedingungen genau zu erfassen und die DMF dann qualitativ auswerten zu können, ist es notwendig, sie zu eichen (siehe unten).

Die entwickelte Folie (Meß- und Eichabdrücke) müssen zusammen unter Lichtausschluß bei konstanter Temperatur gelagert werden (dabei nicht die Farbseiten aufeinander legen!).

Abdrücke, die zwei bis drei Wochen lagerten, zeigen keine signifikante Meßwertänderung. Nach 8 Wochen war die optische Dichte um 10-15 % höher. Dieser Langzeiteffekt wird aber ausgeschaltet, wenn Eich- und Meßabdruck gemeinsam gelagert werden (FICKER 1982).

Aussagefähigkeit der DMF

Wie aus der Eichkurve (siehe weiter unten) zu ersehen ist, beginnt auch bei der Very Low Pressure-Folie der Anzeigebereich erst bei einem Druck von 0,3 N/mm², und nicht bei Null.

Da diese Druckbereiche um und unter 0,3 N/mm² immer erst weit von der einwirkenden Kraft entfernt erreicht werden, kann man sie für diese Arbeit vernachlässigen.

Will man trotzdem den Druckgradienten bis Null verfolgen, könnte man dies durch Extrapolation erreichen, indem man die Kurve Druck/Abstand bis zur Nulllinie verlängert, also:

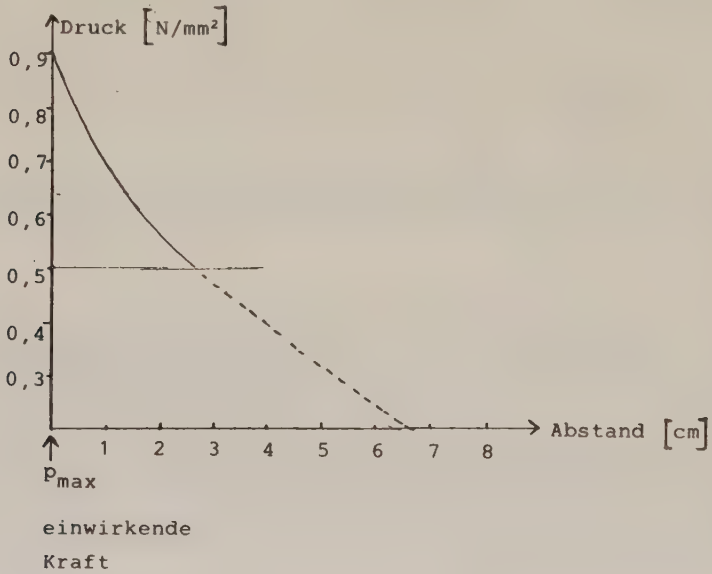


Abb. 1: Extrapolation des Anzeigebereichs der DMF

Auswertung der DMF mittels Densitometer

Die DMF setzt bestimmte Druckwerte in (rote) Farbintensität um.

Durchstrahlt man die so gewonnen farbigen Meßabdrücke mit Licht bekannter Intensität, so erfährt der Lichtstrahl gegen- über den ungefärbten Folienstellen eine Abschwächung, die um so stärker ist, je intensiver die Rotfärbung der DMF.

Dieser Effekt wird im Durchlichtdensitometer der Firma Joyce-Loebl zur Auswertung der DMF benützt.

Der Meßabdruck wird mittels eines elektromotorgetriebenen Schlittens über die Lichtquelle gefahren.

Ein Schreiber zeichnet eine Kurve der optischen Dichteänderung (y-Achse) in Abhängigkeit zur abgetasteten Strecke (x-Achse) auf.

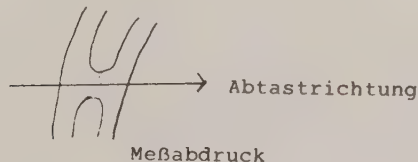


Abb. 2: Densitometrische Auswertung des Meßabdrucks

Die x-Achse ($D=0$) entspricht der optischen Dichte der unverfärbten DMF.

Da es sich bei D um eine dimensionslose Größe handelt, bestimmt man ihren Wert durch Ausmessen des Schreiberausschlags in cm.

Um nun jedem Ausschlag des Schreibers (entspricht D) einen bestimmten Druck zuordnen zu können, muß man die Versuchsanordnung mittels bekannter Druckwerte, die jeweils einer bestimmten Farbintensität entsprechen, eichen (siehe unten). Mit den so ermittelten einzelnen Eichwerten läßt sich eine Eichkurve zeichnen, mit deren Hilfe man jedem Ausschlag des Schreibers einen Druckwert zuordnen kann.

Diese Werte sind also Relativwerte (bezogen auf die Eichkurve) der optischen Dichte. Will man absolute Messungen durchführen, muß als Referenz eine Probe bekannter optischer Dichte verwendet werden.

Dies ist aber für diese Arbeit nicht notwendig.

Eichung der DMF

Die Eichung muß unter den gleichen äußeren Bedingungen erfolgen wie die eigentliche Messung.

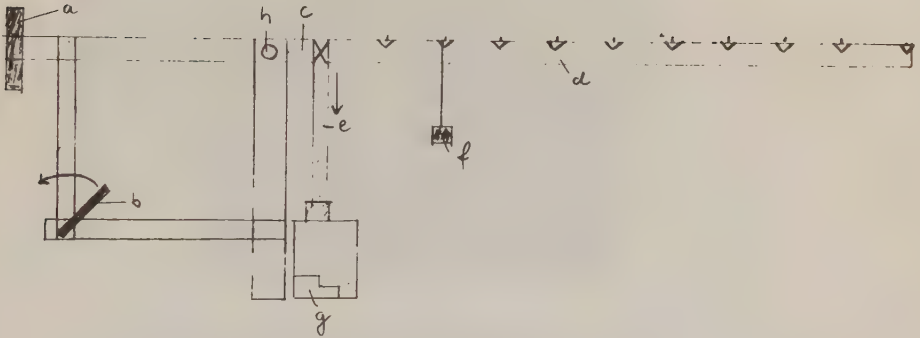


Abb. 3: Eichgerät

- a) Ausgleichsgewicht
- b) Belastungshebel
- c) Lastarm
- d) Kraftarm

- e) Stempel, der auf die Eichfolie drückt
- f) Eichgewicht
- g) Einschub für Eichstreifenhalterung
- h) Drehpunkt

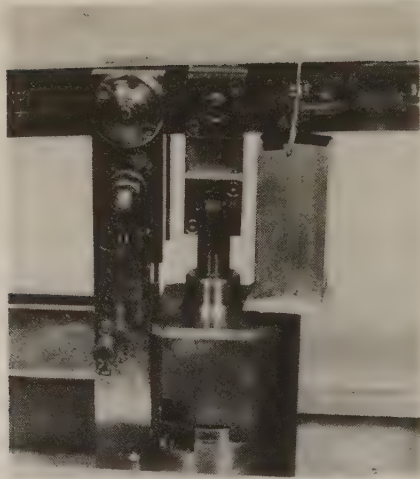


Foto 1: Detailausschnitt des Eichgeräts mit Eichgewicht und
Einschub für Eichstreifenhalterung

Der Halter für den DMF-Eichstreifen (s. Foto 2) weist 10 Rasterungen auf für 10 Eichpunkte. Auf dem Kraftarm sind 10 Einkerbungen für das Eichgewicht mit exakt definiertem Abstand vom Drehpunkt.

Aus dem Eichgewicht, dem Stempeldurchmesser und der Kraftarmlänge läßt sich zu jedem Eichpunkt der zugehörige Druck in N/mm^2 berechnen.

Die DMF wird in die Haltevorrichtung eingespannt (s. Foto 2), wobei es egal ist, ob A- oder C-Folie oben liegt, und in die erste Rasterung des Eichgeräts eingeschoben (s. Foto 3). Nun wird der Excenterhebel langsam nach links umgelegt, optimal fünf Sekunden bis zur vollen Belastung, nach fünf Sekunden wieder entlasten.

Der Hebel darf nicht ruckartig umgelegt werden, da sonst ein unkontrollierbarer Druck auf den Eichstreifen erfolgt.

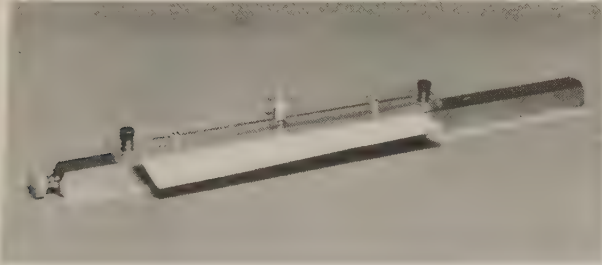


Foto 2: Haltevorrichtung mit eingespannter DMF

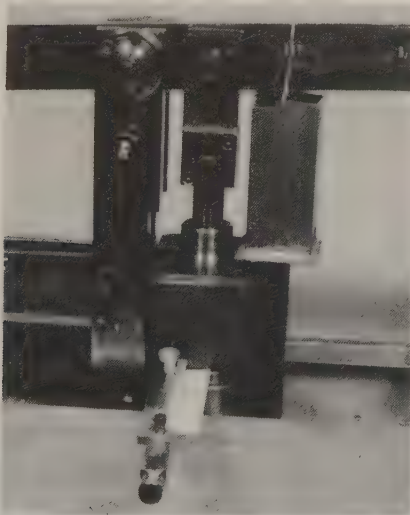
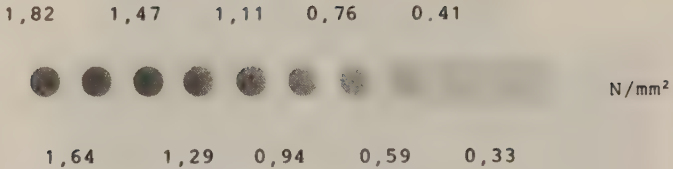


Foto 3: Haltevorrichtung mit DMF in Eichgerät eingeschoben

Eichstreifen:

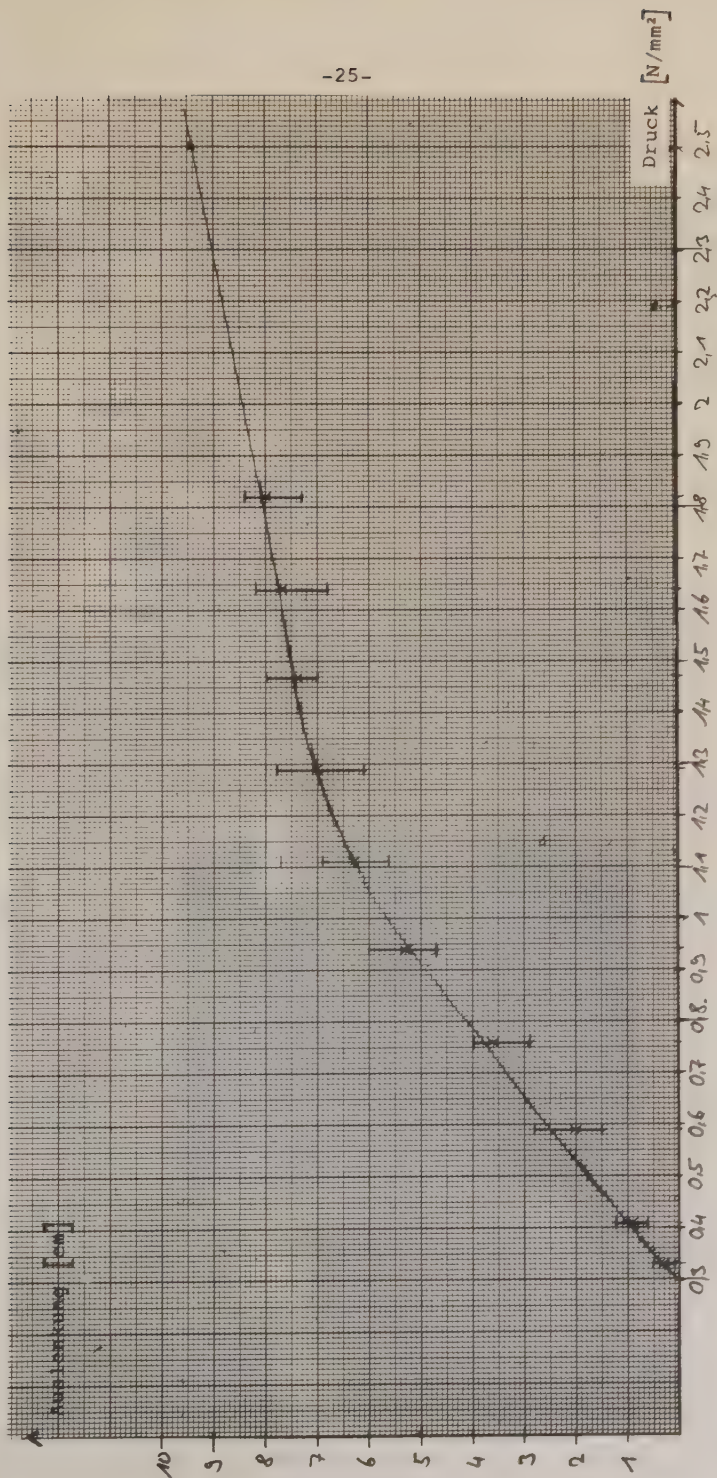


Mittels der Eichstreifen kann nun durch densitometrische Auswertung (s.S. 19) eine Eichkurve erstellt werden (s.S. 25). In die Eichkurve mit eingezeichnet sind die Meßwertstreuungen. Die Ordinate gibt die Auslenkung des Densitometerschreibers in cm an.

Ausgewertet wurden 12 Eichstreifen von verschiedenen Rollenpaaren, gemessen an verschiedenen Tagen.

EICHKURVE

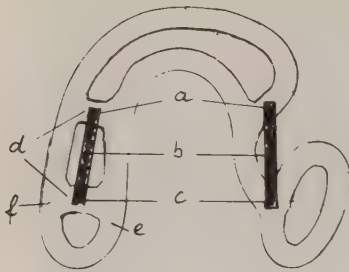
-25-



II. Modellgerüst und seine Variationen

In diesem Kapitel wird das Versuchsmodell beschrieben und die durchgeführten Versuchsmodifikationen (Gerüst mit und ohne Steg, Hohllegung der Pfosten) erläutert.

Beschreibung



- a = Prämolarenpfeiler
- b = Steg
- c = Molarenpfeiler
- d = Querstreben
- e = Innenstrebe
- f = Außenstrebe

Abb. 4: Modellgerüst, Aufsicht (Originalgröße)

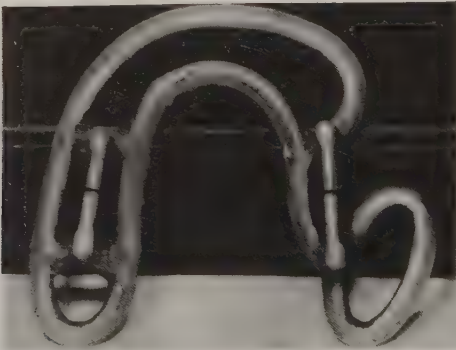


Foto 4: Modellgerüst, Aufsicht, Steg durchtrennt



- a = Molarenpfeiler
- b = Steg
- c = Prämolarenpfeiler

Abb. 5: Modellgerüst, Seitenansicht (Originalgröße)

Beim Versuchsmodell handelt es sich um ein plan gestaltetes, subperiostales Gerüstimplantat, das aus einer handelsüblichen, auch für Modellguß verwendeten Cr-Co-Mo-Legierung gegossen wurde. Die Herstellung erfolgte im Praxislabor Dr. Müller/ Dr. Schmidinger (Seefeld).

Für die Versuche wurde das Gerüst im Labor des Lehrstuhls für Spannungsoptik der Technischen Universität München auf 1/100 mm plan geschliffen, um Verfahrensfehler durch nicht bündige Auflage zu vermeiden.

Die Gesamtauflagefläche beträgt 10 cm², die Stärke der Streben 1-1,5 mm, der Pfosten 2,5-3 mm, des Steges 2-2,5 mm.

Gerüstform

Auf der linken Seite wurde die klassische Rahmenkonstruktion mit Innen- und Außenstrebe gewählt, die durch zwei Querstreben verbunden sind. Auf diesen Querstreben sitzen die beiden Pfeiler, auf denen die Suprakonstruktion befestigt wird. Der mesiale Pfosten befindet sich in regio des ersten Prämolaren, der distale in regio des ersten Molaren. Die beiden Pfeiler sind mittels Steg verblockt.

Dies gilt im Prinzip auch für die rechte Seite, allerdings

wurde hier die Rahmenkonstruktion zwischen den Pfosten unterbrochen durch Zusammenführung von Innen- und Außenstrebe. Damit soll möglichen anatomischen Gegebenheiten Rechnung getragen werden, z.B. muß auf den N. mentalis Rücksicht genommen werden.

Hohllegung der Pfosten

Da die Kaukräfte über die Pfeiler in das Gerüst und damit den Knochen weitergeleitet werden, ist hier der maximale Druck zu erwarten.

Schon LHOTSKY (1968) hat deshalb vorgeschlagen, durch Hohllegung des Gerüsts unter den Pfosten - der Querstrebe also, auf der der Pfeiler ja sitzt - den Kieferkammknochen zu entlasten.

Um die Wirkung dieser Maßnahme genauer zu untersuchen, wurde unter den Pfeilern ca. 0,5 mm Metall abgetragen (s. Foto 5).



Foto 5: Hohllegung der Pfosten

Einfluß des Steges

Der Versteifungseffekt einer Pfeilerverblockung mittels Steg wurde schon öfters in der Fachliteratur diskutiert und untersucht (s.S. 11).

In dieser Arbeit wurde versucht, diesen Effekt auch quantitativ zu erfassen. Dazu wurden die Stege mit einer Trennscheibe in der Mitte zwischen den Pfeilern durchtrennt (s. Foto 4).

III. Die Belastungsvorrichtung

Um die simulierten Kaukräfte exakt reproduzierbar, ohne Seitenkräfte und ohne äußere Beeinflussung auf das Modellgerüst und dessen Unterlage übertragen zu können, wurde im Labor des Lehrstuhls für Spannungsoptik eigens eine Belastungsvorrichtung konstruiert.

Wichtigste Forderung an die Konstruktion war eine hohe Steifigkeit bei Belastungen bis 600 N in jeder Richtung. Die Stabilität wurde bei exzentrischen Belastungen mit 600 N mit einer 1/1000-Meßuhr überprüft. Es ergab sich eine maximale Durchbiegung der Rahmenkonstruktion von 3 μm und somit für diese Arbeit ausreichend.

Die Anschlagstifte (s. Abb. 6 und Foto 6) dienen zur Fixierung des Gerüsts an exakt ein- und derselben Stelle, um die Vergleichbarkeit der Meßabdrücke zu gewährleisten.

An jeder Seite des Querbalkens sind drei unterschiedlich lange Hebelarme angebracht. An ihnen werden die Gewichte zur Belastung eingehängt. Ein Hebel liegt jeweils auf dem Molarenpfeiler (Hebelverhältnis 1:15), einer auf Steg Mitte (1:13) und einer

auf dem Prämolarenpfosten (1:11).

Mittels Vertikalverschiebung des Querbalkens sind die Hebel exakt horizontal ausgerichtet, damit keine seitlichen Schubkräfte auftreten können.

Die Magnete dienen zur Fixierung der für den Versuch nicht benötigten Hebel.

Die auswechselbaren Grundplatten, eine aus Stahl, eine aus Araldit, sind, ebenso wie das Versuchsgerüst, auf 1/100 mm plan geschliffen, um eine wirklich gleichmäßige Auflage zu garantieren.



Abb. 6: Belastungsvorrichtung, Seitenansicht (Originalgröße)

Erläuterungen zu Abb. 6:

- | | |
|--------------------------------|------------------------------------|
| a = Modellgerüst | f = Magnet zur Fixierung der Hebel |
| b = Anschlagstift | g = Drehachse der Hebelarme |
| c = auswechselbare Grundplatte | h = Molarenhebel (1:15) |
| d = Basisplatte | i = Steg-Mitte-Hebel (1:13) |
| e = Querbalken | j = Prämolarenhebel (1:11) |

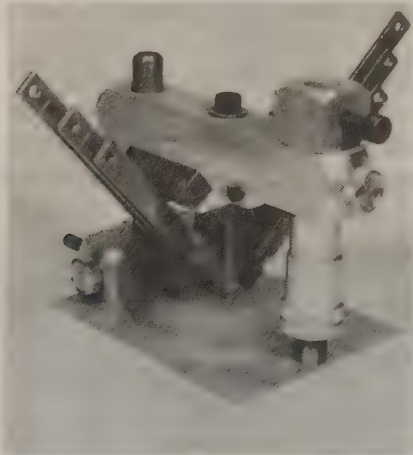


Foto 6: Belastungsvorrichtung

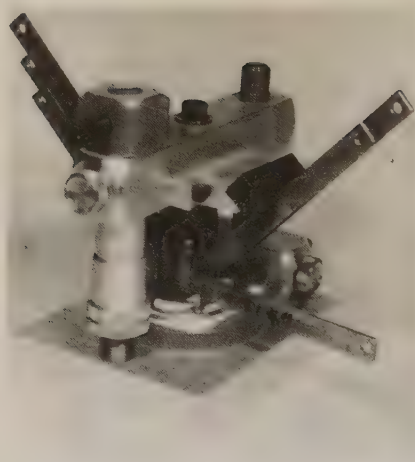


Foto 7: Belastungsvorrichtung mit Modellgerüst und eingelegter DMF, Belastung des linken Prämolarenpfeilers..

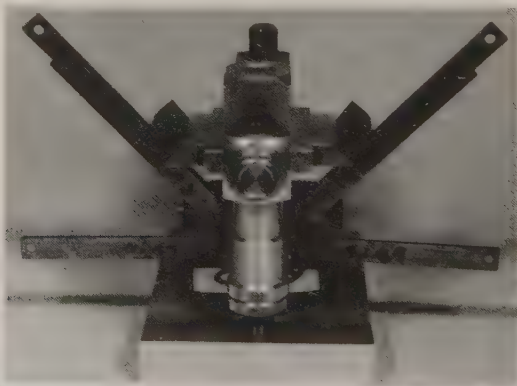


Foto 8: Beidseitige Belastung der Prämolarenpfeiler

IV. Wahl der Gerüstunterlage - Vergleichsstandard

In der ersten Versuchsserie (s. Kapitel E) wurde das Gerüst direkt auf der Stahlplatte belastet, um die Druckverteilung unter dem Implantat bei unnachgiebiger Unterlage zu ermitteln und einen Vergleichsstandard für die folgenden Untersuchungen zu haben.

Die Aralditplatte ersetzt das knöcherne Implantatlager. Araldit ist ein Gießharz, das in der zahnmedizinischen Forschung (und nicht nur da) sehr häufig verwandt wird, da sich durch unterschiedliche Wahl des Härters der Elastizitätsmodul in ziemlich weiten Grenzen variieren läßt.

Die in der Literatur angegebenen Werte für den E-Modul des Unterkiefers schwanken beträchtlich. Deshalb wurden die Werte von **DEMPSTER** und **LIDDICOAT** (1952), **YAMADA** (1970) und **SIMKIN** und **ROBIN** (1973) gemittelt. Bei diesem überschlagsmäßigen Vorgehen ergibt sich ein E-Modul von 10^4 N/mm² für den Unterkiefer.

Für den Oberkiefer existieren keine Angaben, da es wenig sinnvoll ist, einzelne Knochen aus ihrem Verbund zu lösen und gesondert auf ihren E-Modul zu untersuchen. Gerade für ein subperiostales Implantat im Oberkiefer ist vielmehr die Gesamtsteifigkeit der Maxilla im Schädelknochenverbund von Interesse und Bedeutung.

Dem Unterkiefer in Stärke und Aufbau am ähnlichsten ist sicherlich der Processus zygomaticus os maxillaris, wie **STEINER** und **SCHMIDINGER** (1975) gezeigt haben. Zieht man die Arbeit von **ELSTNER** (1984) heran, der die Nachgiebigkeit des Oberkiefers in Abhängigkeit von Belastungsstärke und -ort genau untersucht hat, so zeigt sich erwartungsgemäß bei den dünnen, spongiösen Knochenarealen der Maxilla eine um ein Vielfaches höhere

Nachgiebigkeit gegenüber dem Bereich um den Processus zygomaticus.

Um diesen Verhältnissen Rechnung zu tragen, wurde Araldit mit einem E-Modul von ca. 3200 N/mm² gewählt.

Stahl hat zum Vergleich einen E-Modul von $2,1 \times 10^5$ N/mm².

V. Simulierung der Kaukraft

Da die Belastungen von subperiostalen Gerüstimplantaten und dem darunterliegenden Knochen bei der Kautätigkeit sehr oft hackförmig sind, wurde versucht, dies durch Fallenlassen von Gewichten zu simulieren. Diese Belastungsart wird in dieser Arbeit als dynamische Belastung bezeichnet, im Gegensatz zur statischen Belastung, bei der die Gewichte sehr langsam aufgebracht werden.

1. Statische Belastung

Wie bereits erwähnt (s.S. 9), bewegen sich die Kaukräfte bei einem Implantatträger um die 150 - 200 N pro Seite.

Um auch den Bereich unter und über dieser Kraft zu untersuchen, beginnen die Versuche mit einer Last von 75 N (zugleich Anzeigegrenze der DMF nach unten) und werden in 75 N-Schritten bis maximal 300 N pro Seite (600 N beidseitig) gesteigert, also

75 N; 150 N; 225 N; 300 N je Seite

2. Dynamische Belastung

Zur Ermittlung unterschiedlicher Hackbelastungen wird nicht das Gewicht oder die Fallhöhe, sondern die potentielle Energie E_p in Joule [J] angegeben:

$$E_p = mgh \text{ [J] , wobei } g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

h = Fallhöhe in m
 m = Gewicht in kg

Dabei wurden hier sowohl Gewicht als auch Fallhöhe variiert.

Als obere Grenze wurde eine Belastung des Gerüsts mit 1,62 J gewählt, weil bei dieser Energie unter den Pfosten derselbe Maximaldruck und insgesamt ein ähnliches Bild der Druckverteilung entsteht wie bei der statischen Belastung mit 300 N.

Aus denselben Gründen wurde als untere Grenze der dynamischen Belastung 0,42 J festgesetzt als Pendant zur statischen 150 N-Last (die 75 N-Last erwies sich als zu wenig aussagekräftig, s. Kapitel G).

Als Zwischengröße bot sich eine Fallenergie von 0,83 J an.

Um diese potentielle Energie zu erreichen, wurde für

1,62 J	ein Gewicht von	220 g	aus	5 cm	Höhe, für
0,83 J	ein Gewicht von	120 g	aus	5 cm	Höhe, für
0,42 J	ein Gewicht von	120 g	aus	2,5 cm	Höhe

fallengelassen.

VI. Simulation des Bindegewebes

Die bindegewebige Einscheidung eines subperiostalen Implantats (s.S. 10) wird durch einen Kofferdamspanngummi mit einer Stärke von 0,1 mm simuliert. Der Spanngummi wird zwischen Modellgerüst und Grundplatte gelegt.

Ob man die DMF zwischen Spanngummi und Gerüst oder zwischen Spanngummi und Grundplatte legt, ergibt keinen nachweisbaren Unterschied.

In den Versuchsserien wurde die DMF zwischen Gerüst und Spanngummi eingelegt.

E Versuchsdurchführung

In der ersten Versuchsserie wurde das Gerüst direkt auf der Stahlplatte belastet, zuerst statisch, dann dynamisch (gilt für alle Serien).

Die hierbei ermittelte Druckverteilung dient als Vergleichsstandard (s.S. 33). Alle durch die Versuchsvariationen bedingten Veränderungen der Druckverteilung werden daran beurteilt.

Dann Einlage des Spanngummis und belasten.

Jetzt Austausch der Stahl- gegen die Aralditgrundplatte, zuerst ohne, dann mit Spanngummi.

Daran schließt sich die Hohllegung der Pfeiler an. Die Auswirkung dieser Maßnahme wird zuerst auf der Stahlplatte, dann auf Araldit mit Spanngummi untersucht. Da der Einfluß der Unterlage dann bereits bekannt ist, genügt dies, um die Auswirkung der Gerüstmodifikation zu bestimmen.

In der letzten Serie wird der Steg durchtrennt und die dadurch bewirkte Veränderung der Druckverteilung zuerst wieder auf der Stahl- und dann auf der Aralditplatte mit Spanngummi geprüft.

Es wurden immer alle in Kapitel D V, S. 34 aufgeführten Belastungen durchgespielt.

Belastet wurden jeweils die Prämolaren-, Steg Mitte- und Molarenpfeiler einseitig und beidseitig. Um den Einfluß des Steges besser beurteilen zu können, wurden Molaren- und Prämolarenpfeiler auch gleichzeitig einseitig belastet.

Im Gegensatz zur statischen Belastung wurde bei der dynamischen beidseitigen Belastung die Kraft nicht an den gleichen Pfeilern aufgebracht, sondern immer auf einer Seite auf dem Molarenpfeiler, auf der anderen Seite auf dem Prämolarenpfosten. Dies deshalb, da bei den Vorversuchen bei beidseitiger Belastung der gleichen Pfeiler keine signifikanten Unterschiede feststellbar waren.

F Auswertung der Meßabdrücke

Schon die rein visuelle Auswertung der Meßabdrücke erlaubt qualitative Aussagen über die Änderung des maximalen Drucks und des Druckgradienten, hervorgerufen durch die unterschiedlichen Versuchsbedingungen - das ist einer der großen Vorteile der DMF.

Für die quantitative Auswertung wurde mittels eines Durchlichtdensitometers (s.S. 19) der maximale Druck $p_{\max}$ unter den belasteten Pfeilern ermittelt. (s. Tab. 1).

Mittels der Eichkurve und Vermessung der optischen Dichte durch das Densitometer läßt sich nämlich jedem Punkt eines Meßabdrucks ein zugehöriger Druckwert zuordnen.

Exemplarisch wurde auch der Druckgradient entlang der Seitenstreben untersucht.

Auf Grund der großen Materialfülle wurde aber auf eine komplette densitometrische Auswertung verzichtet, da diese sehr umständlich ist. Mit dem Densitometer kann nur ein maximal 4 mm breiter Streifen vermessen werden - und das nur in geradliniger Abtastrichtung. Man müßte deshalb für jeden Meßabdruck ein eigenes Koordinatensystem aufstellen, aber auch dann wäre der Druckgradient nicht direkt zu verfolgen, da das Modellgerüst und damit die Meßabdrücke stark gekrümmt verlaufen.

Um diesen Schwierigkeiten aus dem Weg zu gehen, wurde in dieser Arbeit versucht, den Druckgradienten in anderer Weise miteinzubeziehen.

Dazu wurden die Meßabdrücke - d.h., der rot gefärbte Bereich - auf einer durchsichtigen Folie umzeichnet und auf Millimeterpapier die Fläche ausgezählt. Da die einwirkende Kraft (bzw. Energie bei dynamischer Belastung) bei jedem Meßabdruck bekannt

ist, kann so als zweites Kriterium der durchschnittliche Druck p_D errechnet werden (s. Tab. 2 u. 3). Dabei handelt es sich nur um eine relative Größe; da hier aber am planen Modell gearbeitet wird, das Ziel der Arbeit die Herausstellung von Veränderungen der Druckverteilung bei Änderung der Versuchsanordnung ist, spielt dies für die Versuchsergebnisse keine Rolle.

Zusammen mit den gemessenen Maximalwerten erlaubt dies eine ausreichende Möglichkeit der Beurteilung des Druckverlaufes bei Änderungen der Versuchsanordnung.

Für die quantitative Auswertung wurde deshalb bei statischer Belastung die 150 N-Versuchsreihe bei einseitiger Belastung links und rechts auf Molaren- und Prämolarenpfeiler und Steg Mitte herausgegriffen, da dies den in vivo zu erwartenden Kaukräften am nächsten kommt und gleichzeitig der Meßbereich der DMF voll ausgeschöpft wird.

Für die Auswertung der dynamischen Belastungsserie wurde die Versuchsreihe mit 0,42 J Fallenergie gewählt, weil sie in Bezug auf p_{max} und p_D der statischen 150 N-Last sehr ähnlich ist (Meßpunkte wie bei statischer Belastung).

Die zur Ermittlung von p_D umzeichnete, rot gefärbte Fläche der Meßabdrücke wird im Folgenden als "Meßbereichsfläche" bezeichnet.

G Meßergebnisse

Variation	Belastungsart und -ort											
	Statisch						Dynamisch					
	M		StM		P		M		StM		P	
	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
<u>Unterlage</u>												
St	2,6	2,45	0,88	1,95	0,88	2,2	2,26	2,7	0,75	1,32	0,99	1,55
St + SG	2,26	2,45	1,03	1,5	0,85	1,9	2,5	2,75	0,8	1,25	0,77	1,85
Ar	2,05	2,15	0,85	0,96	1,1	2,5	2,15	2,8	0,84	1,6	0,8	2,2
Ar + SG	2,15	2,6	0,85	1,12	1,07	2,15	1,8	2,65	0,62	1,02	0,48	1,9
<u>Gerüstform</u>												
St, Ph	2,6	2,8	1,24	2,8	2,36	2,8	2,4	>3,0	1,7	2,85	1,89	2,8
Ar + SG, Ph	2,05	2,8	0,89	2,15	1,99	>3,0	2,15	>3,0	0,64	2,8	1,1	2,8
St, Ph, sg	2,8	>3,0			2,8	2,9	2,7	>3,0			2,3	2,45
Ar + SG, Ph, sg	2,9	>3,0			2,95	2,9	2,3	>3,0			2,15	2,8

Tab. 1: Maximaler Druck unter dem Gerüst bei Belastung mit
150 N in N/mm²

Belastungsart und -ort												
Variation	Statisch						Dynamisch					
	M		StM		P		M		StM		P	
	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
<u>Unterlage</u>												
St	216	156	358	246	206	182	228	231	359	332	336	250
St + SG	214	154	361	250	181	168	211	206	351	309	295	224
Ar	236	155	362	266	266	176	248	232	371	311	356	245
Ar + SG	222	156	347	239	247	164	225	195	347	299	316	225
<u>Gerüstform</u>												
St, Ph	199	121	305	143	209	121	233	125	348	146	261	116
Ar + SG, Ph	196	126	302	146	213	114	196	140	268	135	203	125
St, Ph, sg	167	88			124	93	162	138			133	102
Ar + SG, Ph, sg	171	91			133	78	158	155			138	98

Tab. 2: Meßbereichsfläche bei 150 N (statisch) bzw. 0,42 J (dynamisch) in mm²

Belastungsart und -ort													
Variation	Statisch						Dynamisch						
	M		StM		P		M		StM		P		
	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	re
Unterlage													
St	0,69	0,96	0,42	0,61	0,73	0,82	1,84	1,81	1,16	1,26	1,25	1,68	
St + SG	0,7	0,97	0,42	0,6	0,83	0,89	1,99	2,03	1,19	1,35	1,42	1,87	
Ar	0,64	0,97	0,41	0,56	0,56	0,85	1,69	1,81	1,13	1,35	1,17	1,71	
Ar + SG	0,68	0,96	0,43	0,63	0,61	0,91	1,86	2,15	1,21	1,40	1,32	1,86	
Gerüstform													
St, PH	0,75	1,24	0,49	1,05	0,72	1,24	1,8	3,36	1,2	2,87	1,6	3,62	
Ar + SG, Ph	0,77	1,19	0,5	1,03	0,7	1,3	2,14	3,0	1,56	3,11	2,06	3,36	
St, Ph, sg	0,9	1,7			1,21	1,61	2,59	3,04			3,15	4,11	
Ar + SG, Ph, sg	0,88	1,64			1,13	1,92	2,65	2,7			3,04	4,28	

Tab. 3: Durchschnittlicher Druck P_D , bei statischer Belastung in N/mm^2 ,
bei dynamischer in mJ/mm^2

Erläuterungen zu den Tabellen:

M	Belastung auf dem Molarenpfeiler
StM	Belastung auf Steg Mitte
P	Belastung auf Prämolarenpfeiler
St	Stahlgrundplatte
St + SG	Stahlgrundplatte mit Spanngummiauflage
Ar	Aralditgrundplatte
Ar + SG	Aralditgrundplatte mit Spanngummiauflage
Ph	Pfosten hohlgelegt.
Ph, sg	Pfosten hohlgelegt, Steg durchtrennt

Diese Abkürzungen werden auch in den folgenden Tabellen verwendet.

Der Einfluß der Belastungssteigerung

- bei statischer Belastung

Verglichen wird die Zunahme von p_D (in %) bei einer Steigerung der Last von 150 auf 300 N:

Vergleich	M		P	
	li	re	li	re
St	5	=	50	20
Ar + SG	=	=	=	20
Ar + SG, Ph	5	20	20	20

Tab. 4: Δp_D bei Laststeigerung

- bei dynamischer Belastung

Verglichen wird die Zunahme von p_D in % bei einer Steigerung der Fallenergie von 0,42 J auf 1,62 J:

Vergleich	M		P	
	li	re	li	re
St	60	40	=	20
Ar + SG	40	70	10	20
Ar + SG, Ph	=	40	10	10

Tab. 5: Δp_D bei Steigerung der Fallenergie

H Bewertung und Diskussion der Versuchs- und Meßergebnisse

I. Die Variation der Unterlage

1. Resultate der Bindegewebssimulation mit Spanngummi

Um optisch einen leichteren Überblick über die Veränderungen von $p_{\max}$ und p_D (s. Tab. 1 und 3) zu ermöglichen, werden sie in den folgenden Kapiteln tabellarisch mit Pfeilen dargestellt. Ein nach oben gerichteter Pfeil bedeutet eine Zunahme, nach unten eine Abnahme des Drucks, > bedeutet gleichbleibender Maximaldruck, aber auf einer größeren Fläche, < auf einer kleineren Fläche.

		Belastungsart und -ort											
		Statisch						Dynamisch					
		M		StM		P		M		StM		P	
Vergleich		li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
St/St+SG	p_D	=	=	=	=	↑	↑	↑	↑	=	↑	↑	↑
	$p_{\max}$	↓	>	↑	↓	=	↓	↑	=	↑	↓	↓	↑
Ar/Ar+SG	p_D	↑	=	=	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
	$p_{\max}$	↑	↑	<	↑	=	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓

Tab. 6: Einfluß des Spanngummis auf p_D und $p_{\max}$

Während bei der Stahlgrundplatte die Zwischenlage von Kofferdamspanngummi bei statischer Belastung keine eindeutige Aussage erlaubt, ist bei dynamischer Belastung eine deutlich Steigerung von p_D zu beobachten.

Bei der Aralditgrundplatte zeigt sich bei statischer Last eine klare Tendenz zur Drucksteigerung, sowohl was den Maximal- als auch den Durchschnittsdruck betrifft. Bei dynamischer Belastung ergibt sich eine konträre Situation: Die deutliche Erhöhung des Durchschnittsdrucks ist gekoppelt mit einer Abnahme des maximalen Drucks. Als Konsequenz resultiert eine Kappung der Belastungsspitzen, erkauft durch über die gesamte Meßbereichsfläche erhöhten Gesamtdruck. Verursacht wird dieses Ergebnis durch die rasche Belastung, die eine Durchbiegung des Gerüsts verhindert.

Darüber hinaus läßt sich an den Meßabdrücken mit Spanngummi eine deutliche "Aufweichung" der Gerüstgrenzen erkennen, die zu einer Entlastung des Knochens an dieser immer sehr kritischen Stelle führt. Das dadurch entstehende "softige" Bild läßt sich gegenüber Abdrücken ohne Spanngummi auf den ersten Blick erkennen.

Wie steht es nun mit der schon von KOVACS und GUZSAL (1964) herausgestellten Pufferfunktion der Bindegewebskapsel? Eine weichere Einlage zwischen zwei harte Schichten - Knochen und Implantat - dämpft einwirkende Belastungskräfte.

Diese Pufferung geht aber ganz deutlich auf Kosten der bestmöglichen Kraftverteilung, wie die Versuche eindeutig gezeigt haben. Vor allem gilt dies für eine dynamische Belastung, da hier der Spanngummi, respektive das Bindegewebe, die sofortige und gleichmäßige Kraftweiterleitung verzögert. Der bündige Kraftschluß der Hartsubstanzen ist unterbrochen.

2. Resultate der Knochensimulation mit Araldit

		Belastungsart und -ort											
		Statisch						Dynamisch					
		M		StM		P		M		StM			
Vergleich		li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
St/Ar	p_D	↓	↓	=	=	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓
	p_{max}	↓	↓	=	↓!	↑	↑	↓	≈	↑	↑	↑	↓
St/Ar+SG	p_D	=	=	=	=	↑	↑	=	↑	↑	↑	↑	↑
	p_{max}	↓	↑	<	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↓!	↓!

Tab. 7: Einfluß der Unterlage auf p_D und p_{max}

Der Austausch der Stahl- gegen die Aralditgrundplatte bringt bei statischer Last in Bezug auf den maximalen Druck ein sehr gegensätzliches Bild: Distal, unter den Molarenpfeilern, eine Druckabnahme; mesial, unter den Prämolarenpfosten, eine leichte Erhöhung. Auffällig ist die 50 %-ige Druckminderung bei Belastung der rechten Stegmitte, während auf der linken Seite keine Veränderung festzustellen ist.

Beim Durchschnittsdruck ist eine einheitliche Tendenz zur Druckminderung zu erkennen.

Was wäre theoretisch bei statischer Belastung zu erwarten gewesen? Durch Einsinken des Gerüsts sollte p_{max} ansteigen, p_D aber auf Grund einer vergrößerten Auflagefläche leicht abnehmen - genauso, wie es beim Prämolarenpfeiler links der Fall ist. Die Abweichungen an den anderen Belastungsarten kann man auf die Gerüstkonstruktion zurückführen.

Bei dynamischer Belastung zeigt der Austausch der Grundplatten keine signifikanten Auswirkungen auf die Druckverteilung. Dies ist leicht erklärlich, denn bei dieser Belastungsart kommt die größere Nachgiebigkeit von Araldit nicht zum Tragen.

3. Die Kombination Araldit mit Spanngummi

Dieser Vergleich ist von besonderem Interesse, da diese Kombination der realen Situation des Implantatgerüsts am besten entspricht.

Das Ergebnis ist eine leichte Steigerung der durchschnittlichen Druckbelastung; ein Effekt, der sich bei dynamischer Belastung noch verstärkt. Dafür wird der Maximaldruck etwas abgemildert, wirkt dann aber auf eine größere Fläche.

Zugleich zeigt sich, daß die Gerüstform ein äußerst wichtiger Faktor ist, der oben dargelegte Einflüsse der Unterlage sogar ins Gegenteil verkehren kann. Speziell der rechte Prämolarenpfeiler fällt durch Zusammenführung der inneren und äußeren Rahmenstreben durch besonders hohe Druckwerte auf.

4. Zusammenfassung

Bei Durchsicht der Meßabdrücke wird klar ersichtlich, daß - solange am Gerüst selbst keine Veränderungen vorgenommen werden - nur sehr geringe Unterschiede beim Wechsel vom Vergleichsstandard zu Aralditplatte mit Spanngummi festzustellen sind, vor allem auf der linken Seite, die nach dem klassischen Modell von REICHENBACH und WUNDERER geformt wurde.

Verläßt man diese Rahmenkonstruktion, eine Situation, wie wir sie auf der rechten Seite des Modellgerüsts simuliert haben, verschlechteret sich sofort die Funktion des Implantatgerüsts: Möglichst gleichmäßige Verteilung der einwirkenden Kaukräfte auf das knöcherne Lager.

Als recht guter Kompromiss zeigt sich der geschlossene Ring beim rechten Molarenpfosten.

II. Variationen am Gerüst

1. Die Hohllegung der Pfosten

		Belastungsart und -ort											
		Statisch						Dynamisch					
		M		StM		P		M		StM		P	
		li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
Vergleich													
St/St, Ph	p_D	↑	↑!	↑	↑!	=	↑!	=	↑!	=	↑!	↑	↑!
	p_{max}	=	↑	↑	↑	↑!	↑	↑	↑	↑!	↑!	↑!	↑!
St, Ph/Ar+SG, Ph	p_D	=	↓	=	=	=	↑	↑	↓	↑	↑	↑	↓
	p_{max}	↓	=	↓	↓	↓	↑	↓	=	↓!	=	↓	>
St/Ar+SG, Ph	p_D	↑	↑	↑	↑!	=	↑!	↑	↑!	↑	↑!	↑	↑!
	p_{max}	↓	↑	=	↑	↑!	↑	↓	↑	↑	↑!	↑	↑!

Tab. 8: Einfluß der Pfeilerhohllegung auf p_D und p_{max}

Diese schon von LHOTSKY vorgeschlagene Maßnahme soll den Knochen direkt unter dem Gerüstpfeiler vor Überlastung schützen, denn hier ist der einwirkende Druck am größten.

Bei Hohllegung dieser kritischen Stellen, das ist das eindeutige Ergebnis dieser Untersuchung, kommt die Gerüstkonstruktion noch stärker zur Auswirkung. Während auf der linken Seite mit dem ununterbrochenen Rahmen und bei statischer Belastung nur eine Erhöhung des maximalen Drucks zu verzeichnen war, steigt rechts auch p_D deutlich an, vor allem unter dem Prämolarenpfosten. Die dynamische Belastung bewirkt eine weitere Verschlechterung der Druckverteilung.

Diese Ergebnisse zeigen deutlich, daß die Hohllegung der Pfeiler in dem Umfang, wie hier durchgeführt, nicht sinnvoll ist. Die fehlende Kontaktfläche führt nur zu einer Verlagerung des maximalen Drucks - der dann auch noch erhöht ist - an die Stelle des ersten Knochenkontaktes.

Hier bedarf es noch weiterer Untersuchungen, ob bei geringerer Hohllegung doch eine Verbesserung dahingehend zu erreichen ist, daß dann der maximale Druck ohne Erhöhung auf eine größere Fläche verteilt ist.

2. Der Einfluß des Steges

		Belastungsart und -ort							
		Statisch				Dynamisch			
		M		P		M		P	
Vergleich		li	re	li	re	li	re	li	re
St/St, Ph, sg	p_D	↑	↑	↑	↑!	↑	↑!	↑	↑!
	p_{max}	↑	↑	↑!	↑!	↑	↑!	↑!	↑!
St, Ph, sg/Ar+AG, Ph, sg	p_D	=	↓	↓	↓	↓	=	↓	↓
	p_{max}	↑	>	↑	>	↓	=	↓	↑

Tab. 9: Einfluß des Steges auf p_D und p_{max}

Die Verschlechterung der Druckverteilung nach Durchtrennung des Steges ist augenscheinlich. Nicht einmal bei gleichzeitiger Belastung von Molaren- und Prämolarenpfeiler kann auf der linken Seite das Ergebnis mit intaktem Steg auch nur annähernd erreicht werden. Rechts ist der Unterschied nicht eindeutig zu belegen (Gerüstkonstruktion!).

III. Die Beurteilung der dynamischen Belastungsversuche

Die hackförmigen Belastungsversuche mittels Fallenlassen eines Gewichts ergaben keine grundlegenden Unterschiede zur statischen Belastung.

Ist die Meßbereichsfläche bei dynamischer Belastung und dem Vergleichsstandard Stahlplatte noch wesentlich größer, also p_D , ebenso wie p_{max} , geringer, so vermindern sich diese Unterschiede im Zuge der Versuchsvariationen mit Spanngummi und Wechsel zur Aralditplatte mit Spanngummi immer mehr, um nach Hohllegung der Pfeiler auf dem demselben Niveau wie bei statischer Belastung zu liegen.

Unterschiede in der Belastungsart sind also unter realen Verhältnissen vom Belastungsort und der jeweiligen Gerüstkonstruktion abhängig.

Entscheidend ist darüber hinaus, ob die größere Steifigkeit des Gerüsts bei hackförmiger Belastung zum Tragen kommen kann. Dies ist, wie die Versuche gezeigt haben, der Fall bei an sich ungünstiger Gerüstform durch Verlassen der Rahmenkonstruktion.

IV. Beidseitig gleichmäßige, statische Belastung

Die beidseitige Belastung bringt im mesialen Bereich unter den Prämolarenpfeilern eine Verbesserung der Flächenbelastung um ca. 10 %, bedingt durch den Labialbügel. Dies folgt aus der Tatsache, daß diese Verbesserung nach distal abfällt und beim Molarenpfosten aufgezehrt ist: Gleicher p_D und p_{max} wie bei einseitiger Belastung!

V. Beidseitige dynamische Belastung

Im Gegensatz zur statischen Last wurden nicht beidseits die gleichen Pfeiler belastet, sondern auf der einen Seite der Prämolaren-, auf der anderen der Molarenpfeiler.

Das Ergebnis ist eine leichte Verminderung der Meßbereichsfläche um ca. 5 % gegenüber einseitiger Belastung.

Dies läßt auf eine Verbiegung des Gerüsts schließen, da bei statischer Belastung keine Unterschiede bei diesen Versuchsbedingungen feststellbar waren!

VI. Die Auswirkungen der Steigerung der Kaukräfte

Besonders schlecht kann die erhöhte Last bei statischer Belastung unter dem Molarenpfeiler verteilt werden (s. Tab. 4, S. 44), aber auch beim Prämolarenpfosten steht der Laststeigerung von 100 % maximal eine Flächensteigerung von 50 % gegenüber. Dies bedeutet natürlich eine wesentliche Erhöhung - zum Teil Verdoppelung - des durchschnittlichen Drucks unter dem Implantat bei gleichzeitiger weiterer Steigerung des maximalen Drucks, wie die Meßabdrücke ganz deutlich zeigen.

Auffällig ist, daß die Meßbereichsflächenzunahme immer in Richtung des anderen Pfeilers zeigt, d.h., bei Belastung des Prämolarenpfostens mit 300 N erfolgt die Zunahme - wenn überhaupt - zum Molarenpfeiler hin und nicht, wie man vielleicht erwarten würde, über den Labialbügel mehr zur Mitte hin oder gleichmäßig mesial-distal. Dies ist eindeutig durch den Steg verursacht, denn nach Durchtrennung entfällt dieser Effekt.

Die dynamische Belastungssteigerung (s. Tab. 5, S. 45) erweist sich in Bezug auf den Durchschnittsdruck etwas günstiger als die statische, verursacht wieder durch die erhöhte Steifigkeit des Gerüsts bei kurzfristiger Belastung.

Doch eine der Belastungssteigerung adäquate Erhöhung der Meßbereichsfläche erfolgt auch hier nicht. Vor allem der Maximaldruck ist stark gesteigert, gerade vom Flächenumfang her.

Als relativ günstig erweist sich die Formgebung des Gerüsts unter dem rechten Molarenpfeiler.

In vivo wird diese Verschlechterung der Druckverteilung bei steigender Last vermutlich noch gravierender sein, denn die Versuche wurden ja mit planen Modellen durchgeführt.

VII. Die einseitige Belastung

Dies ist das wichtigste Ergebnis dieser Arbeit:

Nicht einmal unter den idealen Versuchsbedingungen ist bei einseitiger Belastung eine Kraftfortleitung über den Labialbügel auf die andere Seite nachzuweisen!

Warum das so ist, läßt sich auch optisch demonstrieren:
Bei Aralditunterlage hebt sich die unbelastete Gerüstseite sichtbar von der Unterlage ab!

Der Grund für die mangelnde Kraftübertragung ist also in der Aufbiegung des Gerüsts bei Belastung zu suchen.

Eine Ausnutzung untersichgehender Stellen des Implantatlagere

bringt hier natürlich wesentliche Besserung; solche sind aber gerade bei stark atrophierten Alveolarkämmen meist nicht vorhanden.

Abhilfe wäre auch durch Verstärkung des Gerüsts zu schaffen. Dem steht aber die medizinische Forderung nach möglichst wenig Fremdkörper gegenüber.

Eine weitere Möglichkeit wäre die Einführung eines fünften Pfeilers in regio der mittleren Schneidezähne, alle fünf Pfosten mit rundumlaufendem Steg verbunden.

Einen dritten Weg hat **ANDREAS** (1960) aufgezeigt, allerdings nur in theoretischen Überlegungen: Entkoppelung der beiden Gerüsthälften mittels einer gelenkartigen Verbindung oder eines wesentlich weichen Werkstoffes. Gerade im Hinblick auf die bekannten Verformungen der Mandibula beim Kauen ein eigentlich naheliegender Gedanke, der einer weiteren Untersuchung wert scheint.

I Zusammenfassung

Ausgehend von einer kurzen Darstellung des knöchernen Implantatlagers im Ober- und Unterkiefer wird die heute gebräuchliche Rahmenkonstruktion von subperiostalen Gerüstimplantaten vorgestellt.

Die funktionelle Anpassung des Knochens an veränderte Bedingungen - z.B. unter einem subperiostalen Implantat - führt zum Problem der Belastung von Implantat und Knochen durch die Kaukräfte, die bei ca. 1 N/mm^2 bei einer einwirkenden Kraft von 150-200 N liegt.

Die bindegewebige Einscheidung von subperiostalen Gerüstimplantaten macht die Notwendigkeit von vereinfachenden Annahmen für diesen Modellversuch deutlich. Dazu gehört der Ersatz des Knochens durch das Gießharz Araldit mit einem ähnlichen E-Modul, Ersatz der Bindegewebskapsel durch Einlegen von Kofferdamspanngummi zwischen Implantat und Lager und die Durchführung der Versuche mit einem plangeschliffenem, zweidimensionalen Modellgerüst auf ebenso planer Unterlage.

Um die Druckverteilung unter dem Modellgerüst quantitativ bestimmen zu können, wurde die erst seit kurzer Zeit auf dem Markt befindliche Fuji-Druckmeßfolie verwendet. Diese Folie färbt sich in Abhängigkeit vom aufgetragenen Druck unterschiedlich stark rot. Die Farbtintensität kann mittels Densitometer gemessen und durch Eichung einem Druckwert zugeordnet werden.

Die Beschreibung des Modellgerüsts beinhaltet die durchgeführten Variationen am Gerüst, als da sind die Hohllegung der Pfosten und die Durchtrennung der Stegversteifung.

Die Vorstellung der Belastungsvorrichtung führt zum Problem des Vergleichsstandards. Alle Untersuchungen wurden zuerst auf einer Stahlunterlage durchgeführt. Die Veränderungen der Druckverteilung bei Änderung der Versuchsbedingungen werden anhand dieser Ergebnisse beurteilt.

Bei der Simulierung der Kaukraft wird unterschieden zwischen einer statischen Belastung von Implantat und Knochen von 75-300 N je Seite (hierbei werden die Gewichte langsam aufgebracht) und einer dynamischen Belastung von 0,42-1,62 J. Hierbei werden die Gewichte fallen gelassen, um hackförmige Belastungen zu simulieren.

Die V Versuchsergebnisse beinhalten sowohl die qualitative als auch quantitative Auswertung der Meßabdrücke.

Die Simulation des Bindegewebes durch Spanngummi führt zu einer Pufferung der einwirkenden Kräfte, dies aber auf Kosten der bestmöglichen Kraftverteilung, vor allem bei dynamischer Belastung.

Insgesamt zeigen sich, solange am Gerüst selbst keine Veränderungen vorgenommen werden, nur geringe Unterschiede beim Wechsel vom Vergleichsstandard (Stahl) zur Aralditplatte mit Spanngummi, vor allem auf der linken Seite.

Die Hohllegung der Pfosten bringt eine Verlagerung des maximalen Drucks - der dann auch noch erhöht ist - an die Stelle des ersten Knochenkontaktes.

Die Versteifung des Gerüsts mittels Steg und die damit verbundene, gleichmäßigere Verteilung der Kräfte ist eindeutig zu belegen.

Bei dynamischer Belastung ergeben sich keine grundlegenden Unterschiede zur statischen Belastung.

Die Steigerung der Kaukräfte führt zu einer erheblichen Verschlechterung der Druckverteilung, denn sie kann nur zu einem kleinen Teil durch Steigerung der Kontaktfläche Implantat-Unterlage aufgefangen werden.

Wichtigstes Resultat dieser Arbeit ist die Erkenntnis, daß bei einseitiger Belastung des Modellgerüsts keine Kräfte auf die kontralaterale Seite weitergeleitet werden!

K Literaturverzeichnis

- 1 ANDREAS, M.: Statische Betrachtungen zu Implantationsgerüsten. DZZ 15, 424 (1960)
- 2 ANDRYSEK, K.: Untersuchungen über das Verhalten gegossener und geprägter Implantate bei Belastungen. ZWR 61, 129(1960)
- 3 ANDRYSEK, K.: Über den Einfluß der Versteifung auf gegossene und geprägte Implantate. ZWR 61, 783 (1960)
- 4 BODINE, R.L., and MOHAMMED, C.I.: Histologic studies of a human mandible supporting an implant denture. J.Pros.Dent. 21, 203(1969)
- 5 DAHL, G.: Om Möjligheterna för Implantation i käken av Metall-Skelett som bas eller Retention för Fasta eller avtagbara Proteser. Odont.Tidskr. 51, 440(1943)
- 6 DEMPSTER, W.T. and LIDDICOAT, R.T.: Compact bone as an anisotropic material. AmJ.Anat. 91, 331(1952)
- 7 ELSTNER, W.: Die Steifigkeit des Implantatlagers im Oberkiefer und Konstruktion eines "idealen" subperiostalen Implantats. Med.Diss. München 1984 (noch nicht veröffentlicht)
- 8 FICKER, E., HEHNE, H.J., HULTZSCH, W. und JANTZ, W.: Anwendung der Druckmeßfolie in der Biomechanik. Separatum aus "Experimental stress analysis", gehalten in Haifa, Israel, August 1982
- 9 HAMMER, H.: Zum Problem der operativen Verbesserung ungünstiger Prothesenlager im Unterkiefer, im besonderen durch subperiostale Gerüstimplantate. DZZ 10, 416 (1955)
- 10 HAMMER, H.: Indikation und Kontraindikation zur subperiostalen Gerüsteinpflanzung. DZZ 10, 1101 (1955)

